

BEST AVAILABLE COPY

PCT/JP 2004/004884

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

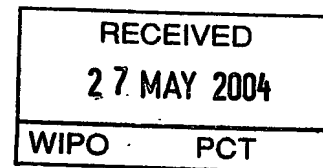
02. 4. 2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2003年10月 3日

出 願 番 号
Application Number: 特願2003-345364
[ST. 10/C]: [JP2003-345364]



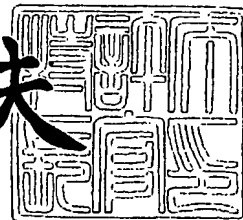
出 願 人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 5月14日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号 出証特2004-3040246

【書類名】 特許願
【整理番号】 03074
【提出日】 平成15年10月 3日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 G06T 11/00
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 【氏名】 尾見 康夫
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 【氏名】 宮崎 靖
【発明者】
 【住所又は居所】 茨城県日立市鮎川町2-8-16
 【氏名】 安田 貢
【特許出願人】
 【識別番号】 000153498
 【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
 【代表者】 猪俣 博
【先の出願に基づく優先権主張】
 【出願番号】 特願2003-101284
 【出願日】 平成15年 4月 4日
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 008383
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1

【書類名】特許請求の範囲**【請求項 1】**

断層像情報と複数の生体機能情報を含んだデータを取得するデータ収集手段と、

上記データの収集条件と画像の表示形態を指定する入力手段と、

上記データ収集手段からのデータをもとに断層像を作成し、この断層像をもとに複数の生体機能値を算出し、これをもとに上記複数の生体機能画像を作成する画像処理装置と、上記断層像と上記生体機能画像を表示する表示装置とを備えた画像診断装置において、

上記画像処理装置は、上記断層像をグレースケール表示させ、上記生体機能画像に対して色相を、生体機能値に対して色相、明度、彩度のうち少なくともひとつからなるカラーグラデーションを割り当ててカラー表示させた複数の生体機能画像を作成し、上記表示装置は、上記入力手段の入力に基づき、上記断層像と上記生体機能画像を、それぞれ任意の表示重み付けにより、それぞれ任意に重ね合わせ表示、並列表示、部分表示またはこれらの組み合わせ表示をすることを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の画像診断装置において、

上記画像処理装置は上記複数の機能画像間の演算によりさらに少なくとも 1 つの演算画像を取得し、上記表示装置はさらに上記演算画像に対して色相を、その演算値に対して色相、明度、彩度のうち少なくともひとつからなるカラーグラデーションを割り当ててカラー表示させ、

上記表示装置は、上記入力手段の入力に基づき、上記断層像と上記生体機能画像と上記演算画像を、それぞれ任意の表示重み付けにより、それぞれ任意に重ね合わせ表示、並列表示、部分表示またはこれらの組み合わせ表示することを特徴とする。

【請求項 3】

断層像情報と複数の生体機能情報を含んだデータより断層像を作成しグレースケール表示し、

上記データより生体機能の種類に色相を割り当て、それらの機能値にそれぞれ色相、明度、彩度の少なくとも 1 つからなるカラーグラデーションを割り当てて作成した複数の生体機能画像をカラー表示し、

上記断層像と上記複数の生体機能画像を、それぞれ任意の表示重み付けにより、それぞれ任意に重ね合わせ表示、並列表示、部分表示またはこれらの組み合わせ表示をさせることを特徴とする画像診断用プログラム。

【請求項 4】

請求項 3 の画像診断用プログラムにおいて、

上記複数の機能画像間の演算によりさらに少なくとも 1 つの演算画像を取得し、上記演算画像の種類に対して色相を、その演算値に対して色相、明度、彩度のうち少なくともひとつからなるカラーグラデーションを割り当ててカラー表示させ、

上記断層像と上記生体機能画像と上記演算画像を、それぞれ任意の表示重み付けにより、それぞれ任意に重ね合わせ表示、並列表示、部分表示またはこれらの組み合わせ表示をすることを特徴とする。

【書類名】明細書

【発明の名称】画像診断装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、CT装置やMRI装置等の画像診断装置において、これらから得られる断層像に基づいて、生体機能情報の解析や評価を行なうことに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体の機能を示す画像の表示方法として、[特許文献1]に示されているように一枚の機能画像と断層像を重ね合わせ、一枚の合成画像として表示する方法がある。以下これを従来技術1と呼ぶ。

また、複数回の検査において得られた複数の機能画像を表示させて観察する方法として、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 画像を差分し顕著な変化が現われている領域を標準脳MR画像上に合成するSISCOM (Subtracted Ictal SPECT Co-Registered to MRI) と呼ばれる手法もある。

【0003】

この手法は、特にてんかんの患者などに対して発作時(ictal)と発作間(interictal)でそれぞれ撮影したSPECT画像を差分して機能画像を得るもので、この際補助的に、電極式の脳波計(electroencephalogram (EEG))を併用している。

以下これを従来技術2と呼ぶ。

【特許文献1】特開2002-282248号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

生体機能情報を解析する際、複数の機能情報を総合的に鑑みて診断する場合がある。例えば脳灌流機能情報の解析においては、一般的に、脳血流量(Cerebral Blood Flow, つまりCBF)像、脳血液量(Cerebral Blood Volume, つまりCBV)像、平均通過時間(Mean Transit Time, つまりMTT)像など複数の機能画像の各々から得られる情報と断層像から得られる情報(例えばearly CT signや血管の走行、組織の位置などの解剖学的所見)とを総合的に観察して診断する。

従来技術1では、断層像から得られる情報とある機能画像から得られる情報とを一枚の画像上に表示するものである。

血流、血液量、平均通過時間などのうちの1つのパラメータについて、計測値の範囲を複数に分割して、カラーマップを使用してその計測値の範囲ごとに異なった色相を割り当てている。

【0005】

しかし、表示可能なパラメータが1つであるため生体機能の異常、症状、および危険性が軽度であるのか重度であるのか(以下、重篤度という)を、総合的に認識ができないという問題があった。

また、断層像全面に色表示が乗るため情報が煩雑で異常の判定が困難という問題があった。

また、従来技術2は、上記SISCOMはSPECT画像にのみ対応しており、CT画像やMR画像から作成した機能画像には適用できない。

つまり、単一の画像診断装置で撮影するときと比べて異なる画像診断装置で撮影した断層像同士を重ねる時、CT画像やMRI画像を標準脳にする必要があるが、そのための位置合わせや形状合わせが困難である。

【0006】

また、SPECT画像とMR画像の両方を取得しなければならず、患者を拘束する時間が長くなるという問題がある。

また、SPECT画像とMR画像の重ね合わせ時には、SPECT画像を標準脳にあわせて変形して

上記MR画像と位置合わせするため、患者本来の脳の形状が失われ重要な形態情報が失われる可能性がある。

特に、患者の頭蓋が変形している場合にはこの形態情報の喪失は深刻な問題である。

【0007】

本発明の目的は、単一のモダリティにより、断層像から得られる情報と複数の機能画像から得られる情報とを一枚の画像に集約して重篤度の判定を容易化できる画像診断装置を提供することにある。

【0008】

本発明の目的は、必要な複数の機能画像中の情報のうち必要な部分の情報のみ表示させ、煩雑な情報による判断の迷いを防ぎ、効率的な重篤度の判定を可能とする画像診断装置を提供することにある。

【0009】

また、本発明の他の目的は、複数回の検査間におけるCT画像あるいはMR画像を元に作成した機能画像から、検査部位の本来の形状を失うことなく、生体機能情報の経時変化を容易に把握することで生体機能情報の解析が可能な画像診断装置を提供することにある。

【0010】

さらに、本発明の他の目的は、同一データに対して異なる操作者が解析した場合でも、操作者の癖に係わらず客観的に生体機能情報の経時変化が評価および解析できる画像診断装置を提供することにある。

【0011】

本発明の他の目的は、複数のモダリティを使用することなくCT装置あるいはMR装置等のいずれかのモダリティを使用して、生体機能情報の経時変化の把握および解析ができる画像診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記問題を解決するために、本発明の第一の特徴によれば、
断層像情報と複数の生体機能情報を含んだデータを取得するデータ収集手段と、
上記データの収集条件と画像の表示形態を指定する入力手段と、
上記データ収集手段からのデータをもとに断層像を作成し、この断層像をもとに複数の生体機能値を算出し、これをもとに上記複数の生体機能画像を作成する画像処理装置と、
上記断層像と上記生体機能画像を表示する表示装置と
を備えた画像診断装置において、

上記画像処理装置は、上記断層像をグレースケール表示させ、上記生体機能画像に対して色相を、生体機能値に対して色相、明度、彩度のうち少なくともひとつからなるカラーグラデーションを割り当ててカラー表示させた複数の生体機能画像を作成し、
上記表示装置は、上記入力手段の入力に基づき、上記断層像と上記生体機能画像を、それぞれ任意の表示重み付けにより、それぞれ任意に重ね合わせ表示、並列表示、部分表示またはこれらの組み合わせ表示をすることを特徴とする画像診断装置。

【0013】

本発明の第二の特徴によれば、本発明の第一の特徴に記載の画像診断装置において、
上記画像処理装置は上記複数の機能画像間の演算によりさらに少なくとも1つの演算画像を取得し、上記表示装置はさらに上記演算画像に対して色相を、その演算値に対して色相、明度、彩度のうち少なくともひとつからなるカラーグラデーションを割り当ててカラー表示させ、

上記表示装置は、上記入力手段の入力に基づき、上記断層像と上記生体機能画像と上記演算画像を、それぞれ任意の表示重み付けにより、それぞれ任意に重ね合わせ表示、並列表示、部分表示またはこれらの組み合わせ表示するものを提供する。

【0014】

本発明の第三の特徴によれば、

断層像情報と複数の生体機能情報を含んだデータより断層像を作成しグレースケール

ル表示し、

上記データより生体機能の種類に色相を割り当て、それらの機能値にそれぞれ色相、明度、彩度の少なくとも1つからなるカラーグラデーションを割り当てて作成した複数の生体機能画像をカラー表示し、

上記断層像と上記複数の生体機能画像を、それぞれ任意の表示重み付けにより、それぞれ任意に重ね合わせ表示、並列表示、部分表示またはこれらの組み合わせ表示をさせることを特徴とする画像診断用プログラム。

【0015】

本発明の第四の特徴によれば、本発明の第三の特徴に記載の画像診断用プログラムにおいて、

上記複数の機能画像間の演算によりさらに少なくとも1つの演算画像を取得し、上記演算画像の種類に対して色相を、その演算値に対して色相、明度、彩度のうち少なくともひとつからなるカラーグラデーションを割り当ててカラー表示させ、

上記断層像と上記生体機能画像と上記演算画像を、それぞれ任意の表示重み付けにより、それぞれ任意に重ね合わせ表示、並列表示、部分表示またはこれらの組み合わせ表示させるものを提供する。

【0016】

また、本発明に係る画像診断装置および画像診断プログラムは、CT装置やMRI装置を用いてX線減衰データや磁化率信号強度データを収集するステップと、前期収集データから断層像を作成するステップと、前記断層像から生体機能情報を算出するステップと、前記生体機能情報をマッピングすることにより機能画像を作成するステップと、前記機能画像や断層像から合成像を作成するステップと、前記機能画像や断層像、合成像を表示するステップとを含むことを特徴とする。また合成像を作成するステップでは、断層像と、各々固有かつ任意のグラデーションカラースケールで表示されている複数枚の機能画像または特定の領域のみが各々固有のグラデーションカラースケールで表示され他の領域は任意の特定色で表示されている複数枚の機能画像の重ね合わせ合成像（ブレンド機能画像）との重ね合わせ合成像（断層像上投影ブレンド機能画像）を作成し表示することを特徴とする。

【0017】

また、本発明に係る画像診断装置および画像診断プログラムは、CT装置やMRI装置を用いてX線減衰データや磁化率信号強度データを収集するステップと、前期収集データから断層像を作成するステップと、前記断層像から生体機能情報を算出するステップと、前記生体機能情報をマッピングすることにより機能画像を作成するステップと、必要に応じて前記機能画像に対して差分等の画像間演算を行い演算後画像を作成するステップと、前記演算後画像または前記機能画像と断層像から合成像を作成するステップと、前記機能画像や演算後画像、断層像、合成像を表示するステップとを含むことを特徴とする。また合成像を作成するステップでは、全領域が各々固有かつ任意のグラデーションカラースケールで表示されている単数または複数の演算後画像、または特定の領域のみが各々固有のグラデーションカラースケールで表示され他の領域は任意の特定色で表示されている単数または複数の演算後画像と、断層像との重ね合わせ合成像を作成し表示することを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、断層像から得られる情報と複数の機能画像から得られる複数の情報とを一枚の画像に集約することで、生体機能異常の重篤度の判定が容易になるという効果がある。

【0019】

また、本発明によれば、診断に必要な部分の生体機能情報のみを表示させたり強調させたりして、他の目障りな情報は表示しない、あるいはかすかに表示することで、迅速で確実な診断を可能とする。

【0020】

また、本発明によれば、機能画像のみ表示したり、断層像と機能画像を並列または重ね合わせたり、複数の機能画像も上記のような各種態様で表示できるので、診断部位や診断内容に合わせたアレンジが可能である。

また、本発明によれば、機能画像の解析条件を記憶させて呼び出し使用することで操作者の先入観によるROI設定の不確定さにより生ずる解析結果の違いを避けることができるという効果がある。

【0021】

また、本発明によれば、生体機能情報中、顕著な変化が現われた領域や疾患領域の経時変化を検査部位の本来形状を変形することなく把握できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、添付図面に従って本発明に係る画像診断装置の好ましい実施の形態について説明する。

【実施例1】

【0023】

図1中、1はX線減衰信号や核磁気共鳴から放出されるエコー信号などの断層像データ収集手段1で例えばCT装置やMRI装置を示す、2は収集手段1の制御や各種演算を行う画像処理装置2を、3は入力手段でマウスやキーボード等のコンソールを指す、4はディスプレイ等の画像表示手段、5はハードディスクのようなストレージ手段を、6は診断対象である被検者を示す。

画像処理装置2はたとえばコンピュータであり、データ収集手段1を制御するプログラムや画像再構成等の断層像の作成を行うプログラム、生体機能情報の解析やマッピングを行うプログラム、合成像を作成するプログラムが搭載されている。これら各プログラムは、一台のコンピュータ内に搭載されていてもよく、演算の種類毎に複数のコンピュータに分けて搭載してもよい。

【0024】

図2は本発明に係る画像診断装置内のプログラムによる、データ収集から合成画像の表示までを示すフローチャートである。

このフローチャートは図1のコンピュータ2または図示しない外部のコンピュータに内蔵されるソフトウェアにより実現される。

【0025】

本実施例をこのフローチャートに沿って説明する。

ステップ201では、コンピュータ2上の制御プログラムにより制御された収集手段1により、X線減衰信号や核磁気共鳴から放出されるエコー信号を収集する。

例えばデータ収集装置がCT装置で、解析したい生体機能情報が頭部の灌流情報であるならば、患者5にヨード系造影剤のようなコントラスト強調物質を注した後に、その物質の流入する特定の臓器や部位に的を絞り時間を追って撮影（いわゆるダイナミック撮影）を行うことで、生体機能情報の解析に必要なデータを収集できる。

【0026】

ステップ202では、コンピュータ2上の画像再構成用プログラム等を用いて、断層像を作成する。

ステップ203では、ステップ202で作成した断層像を表示する。

ステップ204では、例えばコンピュータ2に搭載された生体機能情報の解析プログラムを用いて、生体機能情報を表すパラメータを算出する。ここでいうパラメータの代表的なものとしては、脳血流量（Cerebral Blood Flow, つまりCBF）像、脳血液量（Cerebral Blood Volume, つまりCBV）像、平均通過時間（Mean Transit Time, つまりMTT）像がある。

パラメータの算出は、分解能の低下を防ぐ目的では断層像の1画素毎に行うことが望ましいが、生体機能情報の診断を早急に行うときのように短時間で演算を終了すると必要に迫られた場合には、画像を縮小して演算してもよいし、数画素毎に演算してもよい。

【0027】

ステップ205では、コンピュータ2上のマッピングプログラムを用いて、ステップ204で得られた演算結果をマッピングすることで機能画像を作成する。

ステップ206では、ステップ205で作成した機能画像を表示手段4に表示する。

なおステップ206においては、機能画像を表示するだけでなく、必要に応じて機能画像と断層像とを同時に表示してもよい。

ステップ207では、コンピュータ2に搭載された合成像作成プログラムを用いて合成像を作成する。

なお、合成像の作成方法は後に詳述する。

【0028】

ステップ208では、合成像を表示手段4に表示する。

なおステップ208において、合成画像を表示するだけでなく、必要に応じて合成画像、機能画像、および断層像を同時に表示してもよい。

なお、既にX線減衰データや磁化率信号強度データが収集済みの場合は、コンピュータ2に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段5からX線減衰データや磁化率信号強度データを読み込んだ後、ステップ202以降を実行すればよい。また、断層像が既に作成済みの場合は、コンピュータ2に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段5から断層像を読み込んだ後、ステップ203以降を実行すればよい。

また、機能画像が既に作成済みの場合は、コンピュータ2に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段5から機能画像を読み込んだ後、また必要に応じて機能画像と断層像を読み込んだ後、ステップ206以降を実行すればよい。

【0029】

次に、ステップ207における合成像作成の一部としてブレンド機能画像の作成について説明する。

ここで、ブレンド機能画像とは、複数枚の機能画像を重ね合わせ合成したものをいう。

本実施例では、ある臓器における生体機能情報の数、すなわち機能画像の枚数をN枚、カラーグラデーションの階調数をMとして説明する。Nは正の整数であり、機能画像の枚数によって自動的に決まる。また階調数Mは正の整数であり、8ビット階調（256階調）、12ビット階調（4096階調）、16ビット階調（65536階調）など、必要に応じた任意の階調数に設定すればよい。

【0030】

一般的にカラーグラデーションには色相、明度、彩度のカラーグラデーションがあり、その種類も各種ある。

まず、固有かつ任意のグラデーションカラースケールで表示されている複数枚の機能画像、または特定の領域のみが各々固有のグラデーションカラースケールで表示され他の領域は任意の特定色で表示されている複数枚の機能画像を重ね合わせ合成する方法を説明する。

【0031】

次に、図4のルックアップテーブルLUTと画素値の対応付けに用いる変換係数Cについて説明する。

ブレンド機能画像を作成するに先立って、変換係数Cを、機能画像の画素値pと表示ウィンドウ値WLと表示ウィンドウ幅WWを基に算出する。変換係数Cはたとえば[数1]のように表せ、この場合図3に示すような形状となる。たとえば表示ウィンドウ値WLを中心として、画素値に応じて表示範囲（表示ウィンドウ幅WW）を切り出すとともに、切り出した部分は画素値に対して線形に比例表示させ、表示ウィンドウ幅WWより画素値の大きいところは飽和させて白く飛ばし、逆に小さいところは最も暗くつぶしている。

【0032】

【数1】

$$0 \leq p \leq n1 \quad C = 0$$

$$n1 \leq p \leq n2 \quad C = \frac{M}{WW} \cdot p$$

$$n2 \leq p \leq n3 \quad C = M$$

ここで、 $n1 = WL - WW/2$ 、 $n2 = WL + WW/2$ 、 $n3 = Pmax$ である。なおPmaxは最大画素値を表す。

【0033】

図3に示した例では、 $0 \leq p \leq n1$ 、 $n1 \leq p \leq n2$ 、 $n2 \leq p \leq n3$ それぞれの区間を線形に変換したが、必要に応じて任意の非線形の変換を行ってもよい。

あるいはまた画素値をそのまま変換係数として用いてもよい。

【0034】

図4に、ブレンド機能画像の作成に用いるルックアップテーブル（以下LUTと略する）を示す。

ここで、LUTとは、前述の変換係数Cと、表示色の各成分（R成分、G成分、B成分）との対応表を示す。

表示ウィンドウにおける最も暗い画素、すなわち変換係数値が $WL - WW/2$ 以下である画素にあてはめる色（以下、最暗色）を作るR、G、Bの各成分を R_l 、 G_l 、 B_l とし、表示ウィンドウにおける最も明るい画素、すなわち変換係数値が $WL + WW/2$ 以上である画素にあてはめる色（以下、最明色）を作るR、G、Bの各成分を R_h 、 G_h 、 B_h とすると、ある変換係数cにおけるLUTのR、G、Bの各成分 $R(c)$ 、 $G(c)$ 、 $B(c)$ は、例えば【数2】に示すように決定する。

【0035】

【数2】

$$R(C) = \frac{R_h - R_l}{M} \cdot C$$

$$G(C) = \frac{G_h - G_l}{M} \cdot C$$

$$B(C) = \frac{B_h - B_l}{M} \cdot C$$

図5は【数2】によって求めた $R(c)$ 、 $G(c)$ 、 $B(c)$ をグラフ化した場合の一例である。

ここでは、最暗色から最明色までの各成分値を線形に結んだが、必要に応じて任意の非線形に結んでもよい。

機能画像がN枚であるならば、機能画像1、機能画像2…機能画像Nの各々に対応したN個のルックアップテーブル、すなわち LUT_1 、 LUT_2 … LUT_N を設定することが望ましいが、複数の機能画像で同一のものを共通に使用してもよい。

ブレンド機能画像におけるある画素(i, j)の表示色のR、G、Bの各成分を $R_b(i, j)$ 、 $G_b(i, j)$ 、 $B_b(i, j)$ とおくと、これらは【数3】のように決定する。

【0036】

【数3】

$$R_b(i, j) = \frac{\sum_{k=1}^N R_k(C_k(i, j)) \cdot W_k}{\sum_{k=1}^N W_k}$$

$$G_b(i, j) = \frac{\sum_{k=1}^N G_k(C_k(i, j)) \cdot W_k}{\sum_{k=1}^N W_k}$$

$$B_b(i, j) = \frac{\sum_{k=1}^N B_k(C_k(i, j)) \cdot W_k}{\sum_{k=1}^N W_k}$$

【0037】

ここで、kは1からN枚ある機能画像中、その機能画像が何番目であるかを表している。

W_k は機能画像のk番目を合成する重みを示し、その機能画像を表示上どのくらい強調するかを選択できるようになっている。つまり、機能画像の枚数が3枚で、1枚目の機能画像はうっすらと表示し2枚目の機能画像をやや強めに表示し3枚目の機能画像を強調して表示するには、たとえば、 W_1 を0.1に対して W_2 を0.3、 W_3 を0.6にする。

また、 $C_k(i, j)$ は画素(i, j)における機能画像k番目の変換係数を表す。

また、 $R_k(C_k(i, j))$, $G_k(C_k(i, j))$, $B_k(C_k(i, j))$ は変換係数 $C_k(i, j)$ における LUT_k で規定されているR, G, Bの各成分値を表す。

【0038】

生体機能を表象するグラデーションカラースケールで表示された機能画像のうち、とくに診断に必要な特定の領域はコンソール4を介して閾値やROIをもって設定する。

この特定領域は、機能画像毎に一個または複数個設定できる。

ある機能画像kのある画素(i, j)における画素値が、機能画像kに対する閾値で設定される範囲内、かつ画素(i, j)がROIで設定される範囲内であるならば、前述のLUTの設定方法に従って $R_k(C_k(i, j))$, $G_k(C_k(i, j))$, $B_k(C_k(i, j))$ の各成分を決定し、範囲外であるならば任意の特定値を $R_k(C_k(i, j))$, $G_k(C_k(i, j))$, $B_k(C_k(i, j))$ の各成分に割り当てる。

【0039】

以上の処理を全画素に対して行うことにより、ある機能画像において特定の領域のみをグラデーションカラースケールで表示し、他の領域は特定色で表示することができる。

なお、以上の処理は全ての機能画像に対して行い、こうして処理された各機能画像を合成する。

グラデーションカラースケールで表示されている画素を合成するのも、ブレンド機能画像を作成するのと同様の手順で可能である。

【0040】

すなわち、【数3】に従って $R_b(i, j)$, $G_b(i, j)$, $B_b(i, j)$ を決定し、特定色で表示されている画素は、【数3】においてその機能画像の重み W_k を0にして $R_b(i, j)$, $G_b(i, j)$, $B_b(i, j)$ を決定する。

これを機能画像の全画素に対して行い、 $R_b(i, j)$, $G_b(i, j)$, $B_b(i, j)$ に従ってマッピングすれば、ブレンド機能画像を作成することができる。

もしN枚の機能画像の全てを合成する必要がない場合は、合成する必要がない機能画像

の重みを0にして合成すればよい。

【0041】

なお、本実施例では、特定の領域の設定を閾値とROIによって設定できるとしたが、どちらか片方のみで設定してもよく、必要に応じて他のパラメータを用いて設定してもよい。

本発明によれば、診断に必要な部分の生体機能情報のみを表示させたり強調させたりして、他の目障りな情報は表示しないあるいはかすかに表示することで、迅速で確実な診断を可能とする。

【0042】

以上、ステップ207に関して、ブレンド機能画像の作成について説明したが、次にステップ207に係わる別の合成像として、断層像とブレンド機能画像との重ね合わせ合成像（以下、断層像上投影ブレンド機能画像）の作成について説明する。

断層像上投影ブレンド機能画像におけるある画素 (i, j) の表示色の各成分を $R_c(i, j)$ 、 $G_c(i, j)$ 、 $B_c(i, j)$ とおくと、これらは [数4] のように決定すればよい。

【0043】

【数4】

$$R_c(i, j) = \frac{R_b(i, j) \cdot W_b + R_t(C_t(i, j)) \cdot W_t}{W_b + W_t}$$

$$G_c(i, j) = \frac{G_b(i, j) \cdot W_b + G_t(C_t(i, j)) \cdot W_t}{W_b + W_t}$$

$$B_c(i, j) = \frac{B_b(i, j) \cdot W_b + B_t(C_t(i, j)) \cdot W_t}{W_b + W_t}$$

【0044】

ここで W_b は断層像上投影ブレンド機能画像の重みを、 W_t は断層像の重みを、 $C_t(i, j)$ は画素 (i, j) における断層像の変換係数を表し、この断層像の変換係数は前述の機能画像の変換係数を求めた方法と同様にして決定できる。

また、 $R_t(C_t(i, j))$ 、 $G_t(C_t(i, j))$ 、 $B_t(C_t(i, j))$ は変換係数 $C_t(p)$ における断層像用ルックアップテーブル LUT_t で規定されている R 、 G 、 B の各成分値を表す。

断層像をグレースケールで表示する場合のは、断層像用ルックアップテーブル LUT_t は例えば上述の図5のRGB3つ分のうち1つあればよい。

【0045】

しかし、断層像をカラーで表示する場合は図5のRGB3つ分のテーブルが必要である。断層像上投影ブレンド機能画像を作成するには、グラデーションカラースケールで表示されている画素の場合は [数4] に従って $R_c(i, j)$ 、 $G_c(i, j)$ 、 $B_c(i, j)$ を決定し、特定色で表示されている画素は [数4] において重み W_b を0にして $R_c(i, j)$ 、 $G_c(i, j)$ 、 $B_c(i, j)$ を決定する。これを全画素に対して行い、 $R_c(i, j)$ 、 $G_c(i, j)$ 、 $B_c(i, j)$ に従ってマッピングすればよい。

【0046】

ブレンド画像や断層像上投影ブレンド機能画像において、ある機能画像 k のグラデーションカラースケールを変更したい場合には、コンソール4から入力されるパラメータに基づいてその機能画像に対応するルックアップテーブル LUT_k を前述の方法で変更することで、[数4] 中の $R_k(C_k(i, j))$ 、 $G_k(C_k(i, j))$ 、 $B_k(C_k(i, j))$ を変更すればよい。なお、上述のとおり k は何番目の機能画素かを示し、1～Nまでの整数である。

【0047】

ブレンド画像や断層像上投影ブレンド機能画像において、ある機能画像 k から得られる情報の強調度を変更する場合には、コンソール4から入力されるパラメータに基づいて [数3] 中の W_k を変更すればよい。

【0048】

ブレンド画像や断層像上投影ブレンド機能画像において、グラデーションカラースケールで表示されている領域を変更したい場合は、コンソール4から入力されるパラメータに基づいて閾値やROIを変更すればよい。

断層像上投影ブレンド機能画像において、ブレンド機能画像の強調度を変更する場合には、コンソール4から入力されるパラメータに基づいて〔数4〕中の W_b や W_t を変更すればよい。

このようにすることで、診断に必要なある部分の生体機能情報のみを表示させたり強調させたりして、他の目障りな情報は表示しないあるいはかすかに表示することで、迅速で確実な診断を可能とする。

【0049】

次に図2中のステップ208について説明する。

図7、図8に本発明をCT画像から作成した脳血流機能画像へ適用した例を示す。図7は、3枚の機能画像、つまり脳血流量像CBF、脳血液量像CBV、平均通過時間像MTTを合成して作成したブレンド機能画像の一例である。

図8は、3枚の機能画像、つまり脳血流量像、脳血液量像、平均通過時間像の合成画像と断層像を重ね合わせて作成した断層像上投影ブレンド機能画像の一例である。

【0050】

これらの例では、脳血流量の異常領域を緑系のグラデーションカラースケール10で表示し、脳血液量の異常領域を青系のグラデーションカラースケール20で表示し、平均通過時間の異常領域を赤系のグラデーションカラースケール30で表示しているため、単に脳血流量CBF、脳血液量CBV、平均通過時間MTTの各生体学的パラメータに異常が認められる領域を一枚の画像上に表示するだけでなく、色合いの濃淡や各色の混ざり具合によって重篤度をも示すことができる。図8中、40は色が付いていないCT像をあらわす。

【0051】

特に、機能画像の種類ごとに色相を特定して、その度合いとして、脳血流量CBF、脳血液量CBV、平均通過時間MTT値に対して明度あるいは彩度のカラーグラデーションを対応させることで、機能情報の種類の違いに応じた疾患の程度を理解しやすくなる。

これらブレンド機能画像や断層像上投影ブレンド機能画像は1種類ではなく、多数存在する機能画像のうちの異なる幾つかを選択して合成することにより、異なる複数のブレンド機能画像や断層像上投影ブレンド機能画像を作成することもできる。

さらに、これら複数のブレンド機能画像や断層像上投影ブレンド機能画像を同時に画面上に表示してさらに診断を容易にすることもできる。

【0052】

以上本実施例によれば、機能画像中しきい値以上の値を示す画素を病変部などの特徴部と推測して表示する。

この機能画像のパラメータを複数とすることで判断の情報を増やすことができる。

これら特徴部をパラメータごとに別の色で表示することでどのパラメータがどの部位でどのような異常を示しているのかが一目でわかり、これらを重ね合わせて表示することである部位に複数のパラメータの異常が発生しているかが一見してわかる。

【0053】

さらに上記色付けした特徴部の内部で、画素値の高さに応じて色の濃淡や色合いを変更可能で、これによりどの程度異常であるのかが判別できる。

また、これら特徴部の透明度を変更可能なので、操作者が見やすい状態に変更可能である。

さらに特徴部外周や特に診断したい部位を画像上で選択してROIとしてその部分のみを上記のように色付けして表示可能であるため、不要な情報で診断の妨げとなることもない。

【0054】

また、図8のように断層像40と重ね合わせて表示することで、頭蓋など外部との位置関

係が把握しやすく、診断がよりやりやすくなっている。

また、機能画像は並列して表示したり重ね合わせたり、一部重ね合わせたりと任意の配置を選択できるため、時々々の診断や使用者の意図にあわせた使い方が可能である。

また、機能画像は主にCBF、CBV、MTTを使用し、それらの計測値も同時に画面上で確認できる。

また、上記の特徴部作成のROIや閾値や配置を記録しておくことで、同じ条件下での診断をいつでも繰り返えすことが可能で、これにより手術や治療の前後での機能画像の比較が容易になるとともに、操作者の違いなどに起因する恣意の入らない手術や治療の効果測定が行える。

さらには治療前後の差分画像も表示できる。

【実施例2】

【0055】

実施例1と同様、図1は本実施例に係わる画像診断装置を示す図である。

図1に示した参照番号およびそれぞれの構成要素の特徴は、実施例1に説明したとおりであるので、それらの説明は省略する。実施例2においても、画像処理装置2はたとえばコンピュータであり、データ収集手段1を制御するプログラムや画像再構成等の断層像の作成を行うプログラム、生体機能情報の解析やマッピングを行うプログラム、合成像を作成するプログラムが搭載されている。なお、前記各プログラムは、一台のコンピュータ内に搭載しても、あるいは、演算の種類毎に複数のコンピュータに分けて搭載してもよい。

【0056】

図9は本実施例に係わる画像診断装置のプログラムによる、データ収集から合成画像の表示までを示すフローチャートである。

本実施例による処理をこのフローチャートに従って説明する。

ステップ301では、コンピュータ2に搭載された制御プログラムにより制御された収集手段1により（図1参照）、X線減衰信号や核磁気共鳴から放出されるエコー信号を収集する。

【0057】

たとえば、収集装置がCT装置で、解析したい生体機能情報が頭部の灌流情報であるならば、患者5にヨード系造影剤のようなコントラスト強調物質を注した後にダイナミック撮影を行うことで、生体機能情報の解析に必要なデータを収集できる。

【0058】

ステップ302では、コンピュータ2に搭載された画像再構成用のプログラム等を用いて、断層像を作成する。断層像はアキシアル、コロナル、サジタル等の任意の断面でよい。ステップ303では、ステップ302で作成した断層像を表示する。

【0059】

ステップ304では、コンピュータ2などに搭載された生体機能情報の解析プログラムを用いて、生体機能情報を表すパラメータを算出する。パラメータの算出は、分解能の低下を防ぐという観点からは断層像の1画素毎に行うことが望ましいが、生体機能情報の診断を早急に行う場合のように短時間で演算を終了する必要がある場合には、画像を縮小して演算してもよく、数画素毎に演算してもよい。ステップ305では、コンピュータ2などに搭載されたマッピングプログラムを用いて、ステップ304で得られた演算結果をマッピングすることで機能画像を作成する。ステップ306では、ステップ305で作成した機能画像を表示手段4に表示する。

なお、ステップ306においては、機能画像を表示するだけでなく、必要に応じて機能画像と断層像とを同時に表示してもよい。

【0060】

ステップ307では、差分演算などの画像間演算が必要か否かを操作者が選択し、不要ならばステップ309に進む。

複数回の検査において生体機能情報が有意に変化している領域を強調して表示したい場合などでは、差分演算などの画像間演算を実行することが望ましい。

【0061】

ステップ307で、画像間演算必要と選択した場合、定量値補正も必要か否かを操作者が選択し、不要ならばステップ308に進む。例えば脳灌流画像において、撮影断面によっては、撮影スライスにまたがる低CT値の物体の存在によって、そのスライスに沿った断層像中特に主幹動脈などの高CT値の部分でCT値が正確に算出されない現象である部分容積効果(Partial Volume Effect)の影響を適切に補正することができず、定量値が過大評価される場合がある。このような場合には、定量値を補正してから画像間演算を行うことが望ましい。ステップ308では、定量値補正が必要な場合にコンピュータ2に搭載された定量値補正プログラムを用いて定量値補正を行う。ステップ308では、さらにコンピュータ2に搭載された画像間演算プログラムを用いて演算後画像を作成する。なおステップ308における画像間演算は、差分演算等の任意の演算でよい。ステップ309では、演算後画像または機能画像に対して断層像と合成する領域の条件を設定する。

【0062】

ただし、演算後画像または機能画像の全領域をそのまま断層像上に重ね合わせ合成する場合、このステップは不要である。演算後画像または機能画像の特定の領域のみを断層像上に重ね合わせ合成する場合には、閾値やROIを設定したり、任意の条件式を満たす画素のみを選択することにより重ね合わせる領域を指定する。たとえば演算後画像が、複数の検査における脳灌流機能画像の差分画像である場合において、右半球で顕著に変化が表れている領域のみを表示したい場合には、ROIを右半球全体に指定し、画素値Pが[数5]の条件を満たす画素のみを断層像上に重ね合わせ合成すればよい。

【0063】

【数5】

$$P > Mean + k \cdot SD$$

なお、上式において、MeanとSDはそれぞれ演算後画像の全画素値の平均値、標準偏差値を示し、kは任意の実数である。

【0064】

また、たとえば機能画像が、複数の検査における脳灌流機能画像である場合において、異常領域の経時変化を表示したい場合には、画素値が閾値以下または閾値以上の画素のみを断層像上に重ね合わせ合成する。

【0065】

ステップ310では、コンピュータ2に搭載された合成像作成プログラムを用いて合成像を作成する。この合成像作成の詳細は後述する。ステップ311では、合成像を表示手段4に表示する。

【0066】

なおステップ311において、合成像を表示するだけでなく、必要に応じて合成像と機能画像、演算後画像、断層像などの画像を同時に表示してもよい。またこのとき、ステップ309で設定した合成する領域における画素数、平均値、標準偏差値、ヒストグラムなどを合わせて表示することで、生体機能情報の解析により有用な情報が提供できる。

【0067】

既にX線減衰データや磁化率信号強度データが既に収集済みの場合は、コンピュータ2に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段5からX線減衰データや磁化率信号強度データを読み込んだ後、ステップ302以降を実行する。

また、断層像が既に作成済みの場合は、コンピュータ2に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段5から断層像を読み込んだ後、ステップ303以降を実行する。

また、機能画像が既に作成済みの場合は、コンピュータ2に内蔵または外付けされているハードディスク等のストレージ手段5から機能画像を読み込んだ後、また必要に応じて機能画像と断層像を読み込んだ後、ステップ306以降を実行する。

【0068】

次に、ステップ308に関して、複数回の検査において得た複数の機能画像同士の演算による新たな診断用画像の作成を詳細に説明する。

たとえば複数の検査における生体機能情報の変化をみる場合には、複数回の検査における機能画像を差分すればよい。

演算の種類は差分演算に限定されるものではなく、用途に応じて加算、積算、除算、あるいは任意の四則演算の組み合わせ演算でもよい。

画像間演算は1画素ごとに全画素を演算してもよい。

【0069】

また、必要に応じて図10のようにたとえば任意に設定したROI8で囲まれた領域ごとに計算してもよいし、このROI領域内で平均値、中間値、最大値、最小値などの特徴量を演算対象とすることもできる。こうすることで診断しやすいサイズでの視覚的評価が可能となる。

【0070】

また、等値線を引くことにより機能画像を幾つかの領域に分割し、分割した領域ごとに演算してもよい。例えば機能画像が脳灌流画像である場合には、等値線を引くことにより白質、灰白質、血管床等に分割可能であり、さらにROIを指定することにより、視床、レンズ核、脳梁辺縁などの各解剖学的セグメントに分割することが可能である。こういった解剖学的セグメントごとに画像間演算を行うことも生体機能情報の変化の評価に有用である。

【0071】

次に、ステップ308に関して、定量値の補正方法について説明する。例えば脳灌流画像においては、上矢状静脈洞における時間濃度曲線の最大値や曲線下面積を基に実施例1に記載したような部分容積効果の影響を補正し、定量的な安定性を得ている。

しかし撮影断面によっては上矢状静脈洞が撮影断面内に含まれない場合もある。このような場合には部分容積効果の影響を適切に補正することができず、定量値が不正確になる。もし複数回の検査の中で部分容積効果の補正が適切に行われたと判断できる画像があれば、その検査における補正パラメータ（最大値または曲線下面積）を用いて他の検査における定量値を補正する。

【0072】

その他の補正方法として、健常領域における平均値を基に補正する方法がある。これは同一被検者の健常領域での生体機能情報は検査日時によらず安定していることを仮定した手法である。

ある検査での機能画像上の健常領域における定量値の平均をMean1、他の検査での機能画像上の健常領域における定量値の平均をMean2とおく。ここでMean1とMean2が一致するようにどちらかの機能画像の画素値（定量値）をシフトすることにより、定量値が補正できる。

【0073】

次に、ステップ310に関して、演算後画像または機能画像と断層像の合成像（以下、断層像上投影ブレンド機能画像と呼ぶ）の作成方法を説明する。本実施例では、カラーグラデーションの階調数をMとして説明する。階調数Mは正の整数であり、8ビット階調（256階調）、12ビット階調（4096階調）、16ビット階調（65536階調）など、任意の階調数に設定する。

【0074】

階調数が上がるほど表示できる階調が豊富となる。一般的にカラーグラデーションには色相、明度、彩度のカラーグラデーションがあり、その種類も各種ある。

【0075】

合成像を作成するにあたり、演算後画像または機能画像の画素値 p と表示ウィンドウ値 W 、表示ウィンドウ幅 WW を基に変換係数 C を算出する。変換係数 C は、実施例1と同様に、たとえば【数1】および図3に示すように決定する。この例では、の区間を線形に変換したが、必要に応じて任意の非線形の変換を行ってもよい。

また画素値をそのまま変換係数として用いてもよい。

【0076】

図4に、合成画像の作成に用いるルックアップテーブル (LUT) を示す。

本実施例で述べるところのLUTとは、前述の変換係数Cと、表示色の各成分 (R成分, G成分, B成分) との対応表のことを指す。表示ウィンドウにおける最も暗い画素、すなわち変換係数値が $WL - WW/2$ 以下である上記最暗色のR, G, Bの各成分を R_l, G_l, B_l とし、表示ウィンドウにおける最も明るい画素、すなわち変換係数値が $WL + WW/2$ 以上である画素にあてはめる最明色のR, G, Bの各成分を R_h, G_h, B_h とすると、ある変換係数CにおけるLUTのR, G, Bの各成分 $R(c), G(c), B(c)$ は、例えば [数2] と図5に示すように決定する。

【0077】

図5に示した例では、最暗色から最明色までの各成分値を線形に結んだが、必要に応じて任意の非線形に結んでもよい。もし生体機能情報を表すパラメータが複数存在し、それぞれこの複数パラメータに対応する機能画像が複数ある場合には、複数個の演算後画像が作成できる。もし演算後画像、機能画像、または演算後画像および機能画像がN個存在するのであれば、演算後画像1 (または機能画像1), 演算後画像2 (または機能画像2) … 演算後画像N (または機能画像N) の各々に対応したN個のルックアップテーブル、すなわち $LUT_1, LUT_2 \cdots LUT_N$ を設定することが望ましい。

しかし、複数の演算後画像または機能画像で同一のルックアップテーブルを共用しても差し支えない。

【0078】

次に、ステップ311の合成像表示について詳しく説明する。合成像におけるある画素 (i, j) の表示色の各成分を $R_c(i, j), G_c(i, j), B_c(i, j)$ とくと、これらは [数4] のように決定される。

ここで W_b は演算後画像または機能画像の重みを、 W_t は断層像の重みを、 $C_t(i, j)$ は画素 (i, j) における断層像の変換係数を表し、前述した演算後画像または機能画像の変換係数を求める方法と同様にして決定する。

【0079】

また $R_t(C_t(i, j)), G_t(C_t(i, j)), B_t(C_t(i, j))$ は変換係数 $C_t(p)$ における断層像用ルックアップテーブル LUT_t で規定されているR, G, Bの各成分値を表す。断層像をグレースケールで表示する場合は、断層像用ルックアップテーブル LUT_t は例えば上述の図5のRGB3つ分のうち1つあればよい。

断層像をカラーで表示する場合は図5のRGB3つ分のテーブルが必要である。

また $R_b(i, j), G_b(i, j), B_b(i, j)$ は、各演算後画像または機能画像を合成する比率に基づいて決定されるパラメータであり、 [数3] のように決定する。

【0080】

ここで W_k は演算後画像kまたは機能画像kを合成する重みを、 $C_k(i, j)$ は画素 (i, j) における演算後画像kまたは機能画像kの変換係数を表す。また $R_k(C_k(i, j)), G_k(C_k(i, j)), B_k(C_k(i, j))$ は変換係数 $C_k(i, j)$ における LUT_k で規定されているR, G, Bの各成分値を表す。なお、kは1~Nまでの整数であり、Nは演算後画像または機能画像の枚数と一致する。なお演算後画像または機能画像の枚数が一枚である場合、 [数4] は [数6] のようになる。

【0081】

【数6】

$$R_c(i,j) = \frac{R_b(C_b(i,j)) \cdot W_b + R_t(C_t(i,j)) \cdot W_t}{W_b + W_t}$$

$$G_c(i,j) = \frac{G_b(C_b(i,j)) \cdot W_b + G_t(C_t(i,j)) \cdot W_t}{W_b + W_t}$$

$$B_c(i,j) = \frac{B_b(C_b(i,j)) \cdot W_b + B_t(C_t(i,j)) \cdot W_t}{W_b + W_t}$$

ここで $C_b(i, j)$ は画素 (i, j) における演算後画像または機能画像の変換係数を表す。演算後画像または機能画像と断層像との合成像を作成するには、グラデーションカラースケールで表示されている画素の場合は【数4】または【数6】に従って $R_c(i, j)$ 、 $G_c(i, j)$ 、 $B_c(i, j)$ を決定し、特定色で表示されている画素は【数4】または【数6】において重み W_b を0にして $R_c(i, j)$ 、 $G_c(i, j)$ 、 $B_c(i, j)$ を決定する。これを全画素に対して行い、 $R_c(i, j)$ 、 $G_c(i, j)$ 、 $B_c(i, j)$ に従ってマッピングすればよい。

【0082】

グラデーションカラースケールで表示する領域（特定の領域）はコンソール4を介して設定される閾値や任意の条件式、ROIによって設定すればよく、閾値や条件式、ROIは演算後画像毎に一個または複数個設定する。ある演算後画像 k または機能画像 k のある画素 (i, j) における画素値が演算後画像 k または機能画像 k に対する閾値や条件式で設定される範囲内、かつ画素 (i, j) がROIで設定される範囲内であるならば、前述のLUTの設定方法に従って $R_k(C_k(i, j))$ 、 $G_k(C_k(i, j))$ 、 $B_k(C_k(i, j))$ の各成分を決定し、範囲外であるならば任意の特定値を $R_k(C_k(i, j))$ 、 $G_k(C_k(i, j))$ 、 $B_k(C_k(i, j))$ の各成分に割り当てる。

【0083】

以上の処理を全画素に対して行うことにより、ある演算後画像または機能画像において特定の領域のみをグラデーションカラースケールで表示し、他の領域は特定色、たとえば図7から8と11から18における黒や灰色で表したCT断層像40のみの領域で表示する。上記処理は全ての演算後画像または機能画像に対して行う。もし N 枚の演算後画像または機能画像の全てを合成する必要がある場合は、合成する必要がある演算後画像または機能画像の重みを0にして合成すればよい。

【0084】

合成像において、ある演算後画像 k または機能画像 k から得られる情報の強調度を変更する場合には、コンソール4から入力されるパラメータに基づいて【数5】中の W_k を変更すればよい。

【0085】

合成像において、グラデーションカラースケールで表示されている領域を変更したい場合は、コンソール4から入力されるパラメータに基づいて閾値や条件式、ROIを変更すればよい。

合成像において、演算後画像または機能画像や断層像の強調度を変更する場合には、コンソール4から入力されるパラメータに基づいて【数4】または【数5】中の W_b や W_t を変更すればよい。

【0086】

図11から図18に本発明をCT画像から作成した脳灌流機能画像へ適用した例を示す。

図11から図13は、右内頸動脈狭窄症の患者の治療前後における平均通過時間MTTの治療前後の差分画像とCT画像との合成像を作成したサンプル画像である。このサンプルにおいては、平均通過時間MTTが有意に変化している領域のみを虹色のカラーグラデーションスケールで表示し、有意に変化している領域では【数5】の W_b を0.8に W_t を0.2に設定して

合成し、他の領域では W_b を0に W_t を1に設定して合成している。

図13中、11は青色で表示された部分を、31は赤色で表示された部分を、40は色付きのない断層画像部分を各々示している。ここで色は図11と図12の差分の大きさに応じて割り当てられている。

【0087】

図14から18は、右内頸動脈狭窄症の患者の治療前後における脳血液量像CBVの差分画像、平均通過時間像MTTの差分画像、CT画像の合成像を作成したサンプル画像である。このサンプル画像においては、脳血液量像CBVが有意に変化している領域を青色系のカラーグラデーションスケール11で表示し、平均通過時間MTTが有意に変化している領域を赤色系のカラーグラデーションスケール31で表示している。また[数3]の W_1 （すなわち脳血液量像の差分画像の重み）を0.75に、 W_2 （すなわち平均通過時間像の差分画像の重み）を0.25に設定して合成している。

さらに脳血液量CBVまたは平均通過時間MTTが有意に変化している領域では[数4]の W_b を0.8に W_t を0.2に設定して合成し、他の領域では W_b を0に W_t を1に設定して合成している。

。

【0088】

図11から13では演算後画像または機能画像が1枚である場合の、図14から18では演算後画像または機能画像が2枚である場合の適用例を示したが、演算後画像または機能画像が3枚以上である場合にも同様に適用できる。これらサンプル画像では、生体機能情報に顕著な変化が現われた領域や疾患領域の経時変化を容易に把握することができ、操作者の先入観によるROI設定の不確実性が生じる余地が少なく、検査部位本来の形状を損ねることもない。

【0089】

以上説明したように本実施例によれば、操作者の先入観によるROI設定の不確実性が生じる余地が少なく、かつ検査部位本来の形状を損ねることなく、生体機能情報に顕著な変化が現われた領域や疾患領域の経時変化を容易に把握することができるという効果がある。

。

【図面の簡単な説明】

【0090】

【図1】本発明の機能画像の表示方法および装置の構成図。

【図2】本発明の実施例1に関するデータ収集から合成画像表示までのフローチャート。

【図3】本発明の実施例1および2における変換係数の算出方法の説明図。

【図4】本発明の実施例1および2における機能画像用ルックアップテーブルの説明図。

。

【図5】本発明の実施例1および2における機能画像用ルックアップテーブルの作成方法の説明図。

【図6】本発明の実施例1および2における断層像用ルックアップテーブルの説明図。

【図7】本発明の実施例1におけるブレンド機能画像のサンプル画像。

【図8】本発明の実施例1における断層像上投影ブレンド機能画像のサンプル画像。

【図9】本発明の実施例2におけるデータ収集から合成画像表示までのフローチャート。

【図10】本発明の実施例2における画像間演算時のROI設定方法の一例を説明する図。

。

【図11】本発明の実施例2における治療前におけるMTT機能画像。

【図12】本発明の実施例2における治療後におけるMTT機能画像。

【図13】本発明の実施例2における治療前後のMTT差分画像とCT断層像を合成した画像。

【図14】治療前における脳血液量CBV演算結果を示す機能画像。

【図15】治療後における脳血液量CBV演算結果を示す機能画像。

【図 1 6】治療前における平均通過時間MTTの演算結果を示す機能画像。

【図 1 7】治療後における平均通過時間MTTの演算結果を示す機能画像。

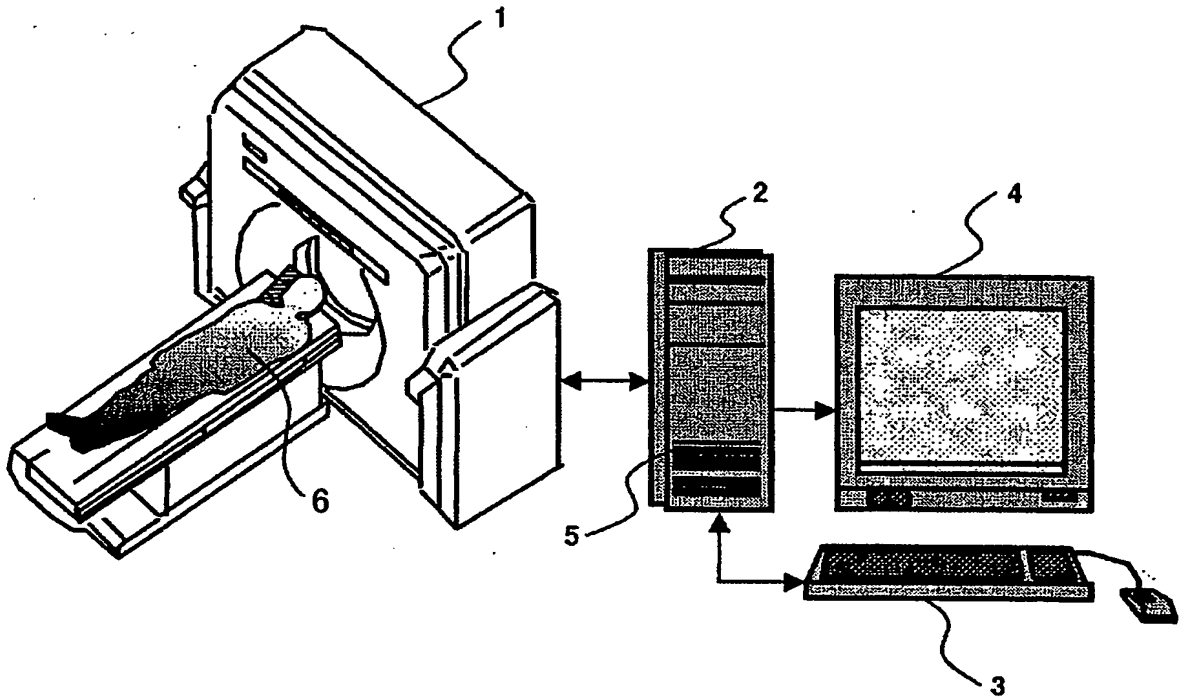
【図 1 8】上記図14から17に関して、治療前後のCBVおよびMTT差分画像とCT断層像を合成した画像。

【符号の説明】

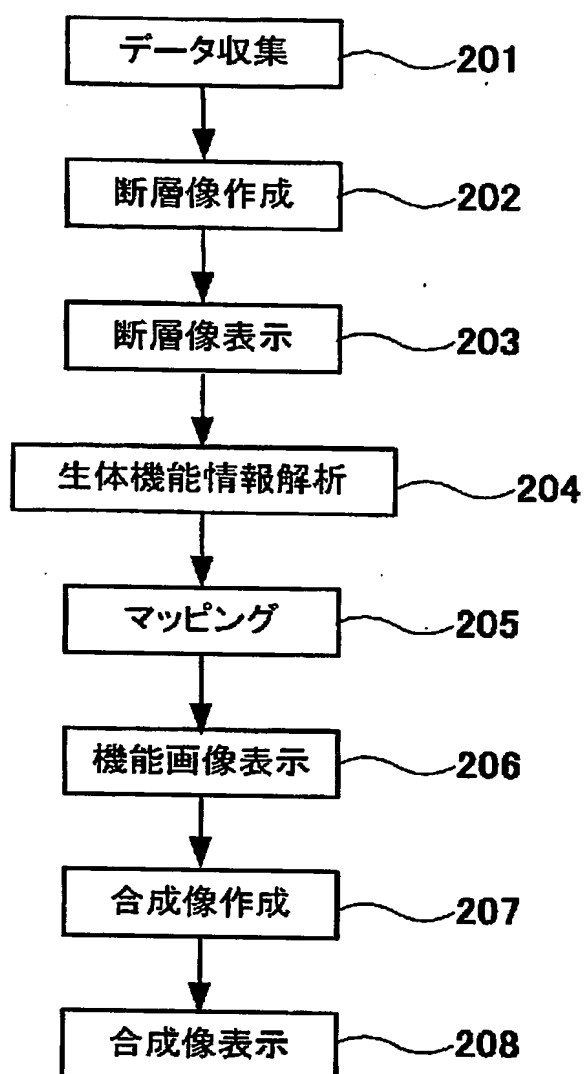
【 0 0 9 1 】

1…X線減衰データや磁化率信号強度データの収集装置 2…コンピュータ 3…コンソール 4…表示装置 5…ストレージ装置

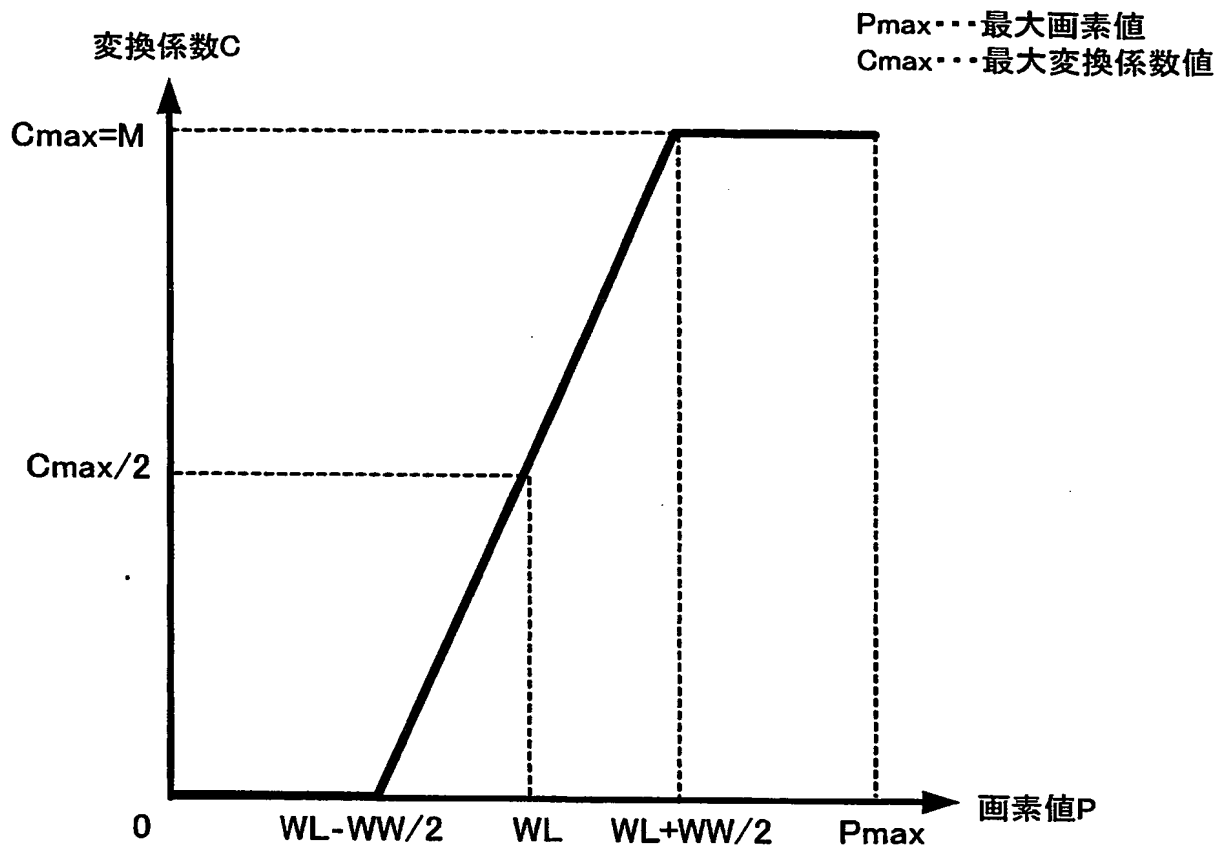
【書類名】 図面
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

機能画像1用LUT

変換係数	R	G	B
0	$R_1(0)$	$G_1(0)$	$B_1(0)$
1	$R_1(1)$	$G_1(1)$	$B_1(1)$
2	$R_1(2)$	$G_1(2)$	$B_1(2)$
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
M	$R_1(M)$	$G_1(M)$	$B_1(M)$

機能画像2用LUT

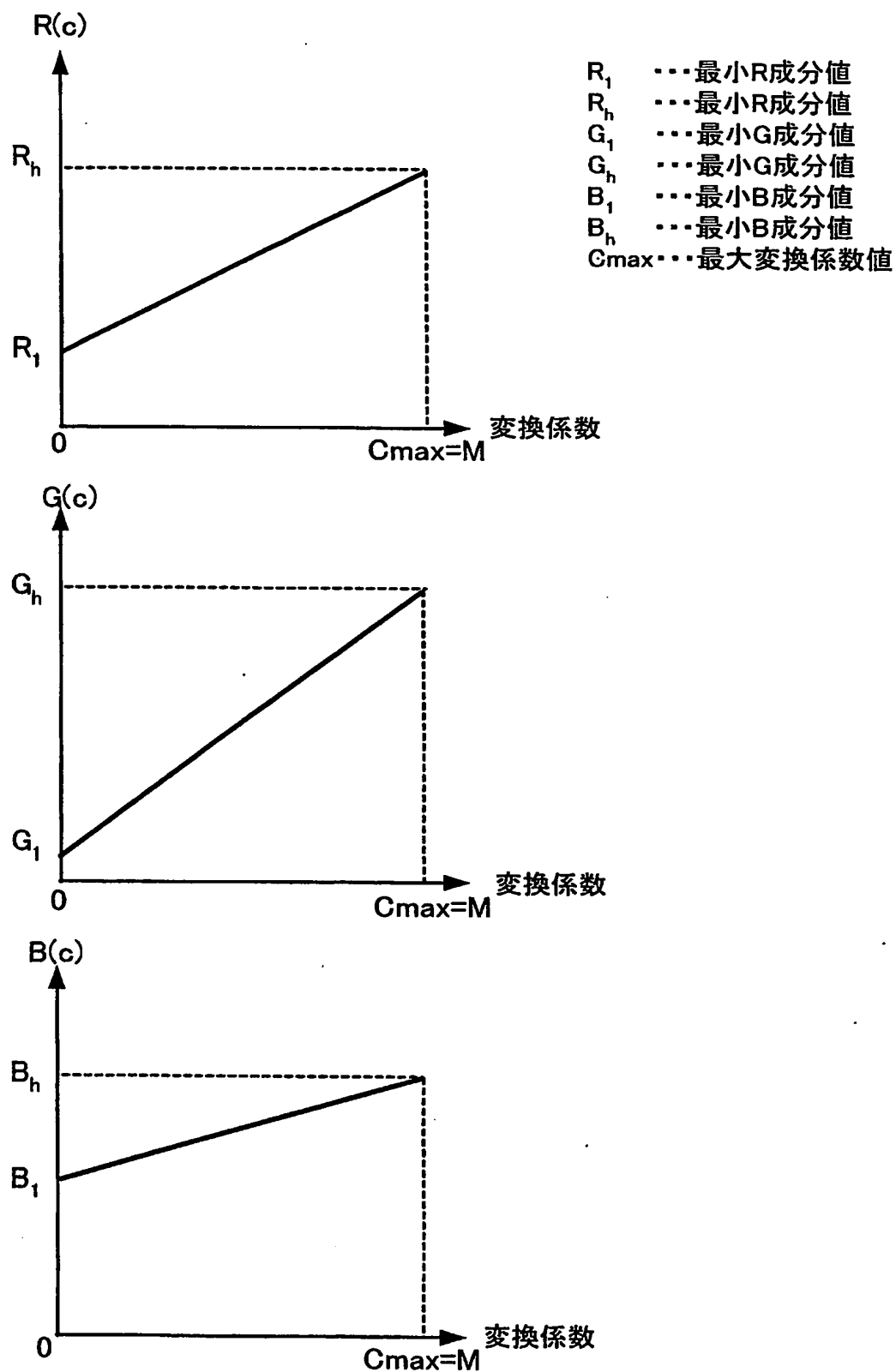
変換係数	R	G	B
0	$R_2(0)$	$G_2(0)$	$B_2(0)$
1	$R_2(1)$	$G_2(1)$	$B_2(1)$
2	$R_2(2)$	$G_2(2)$	$B_2(2)$
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
M	$R_2(M)$	$G_2(M)$	$B_2(M)$

●
●
●
●
●

機能画像N用LUT

変換係数	R	G	B
0	$R_N(0)$	$G_N(0)$	$B_N(0)$
1	$R_N(1)$	$G_N(1)$	$B_N(1)$
2	$R_N(2)$	$G_N(2)$	$B_N(2)$
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
M	$R_N(M)$	$G_N(M)$	$B_N(M)$

【図 5】

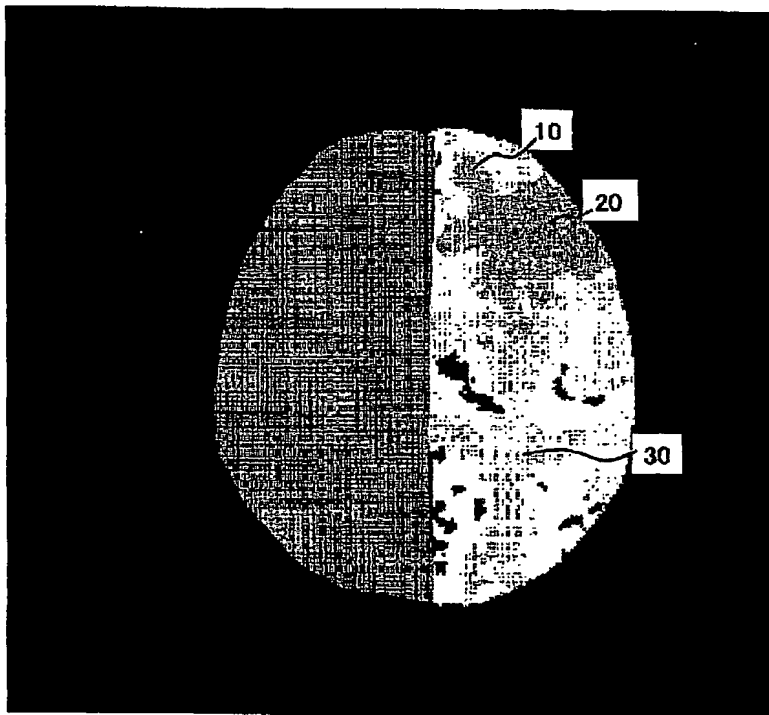


【図6】

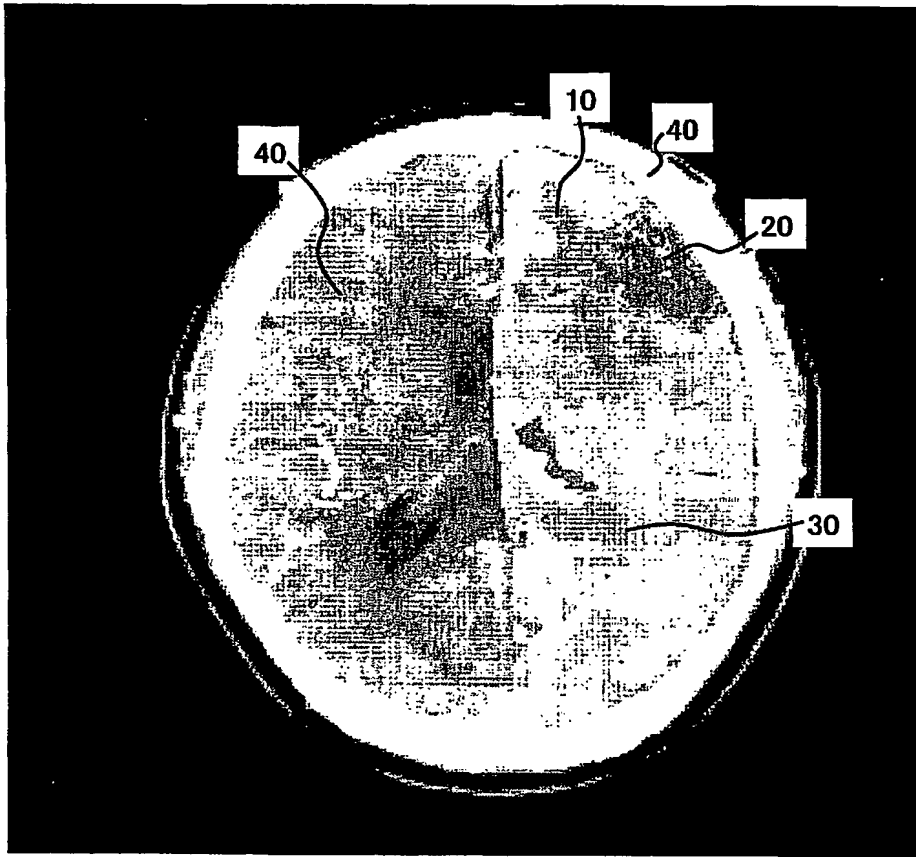
機能画像用LUT

変換係数	R	G	B
0	0	0	0
1	1	1	1
2	2	2	2
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮
M	M	M	M

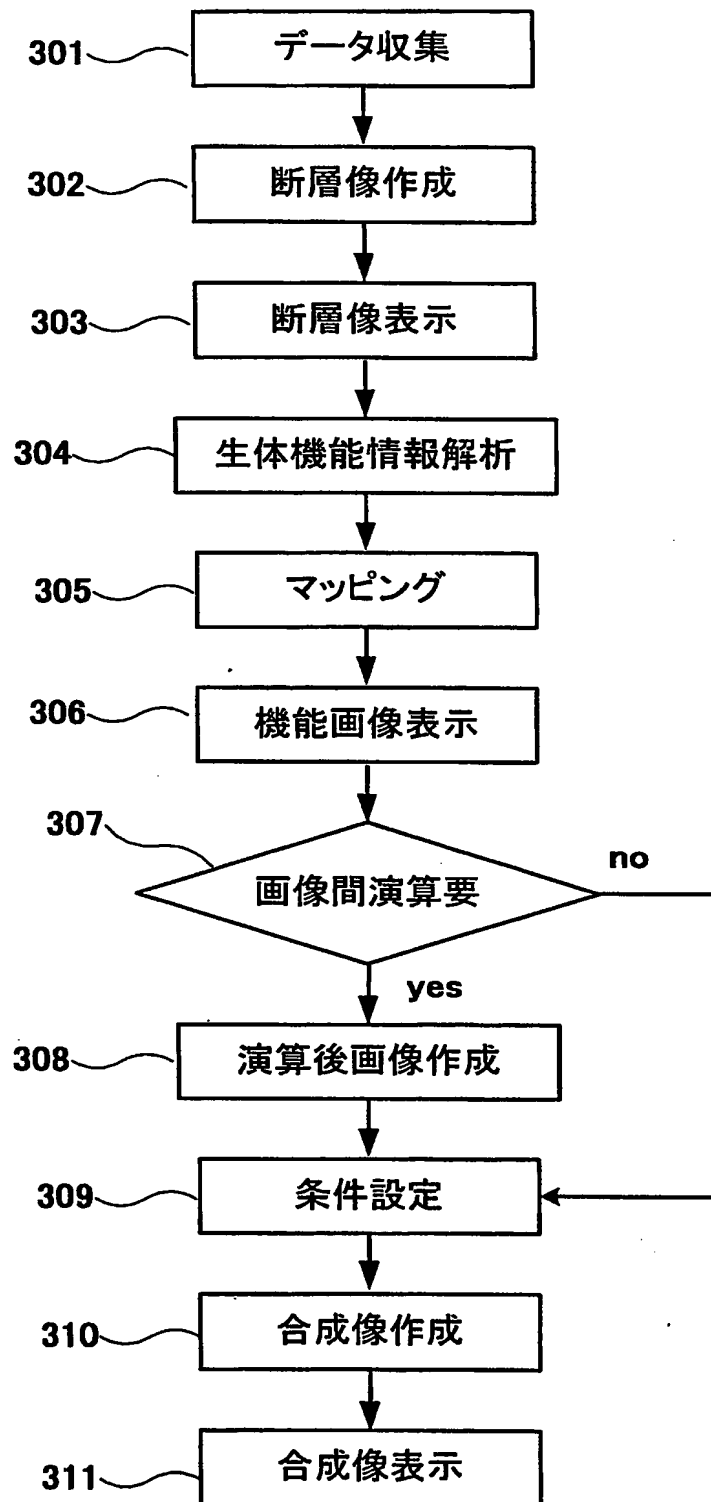
【図7】



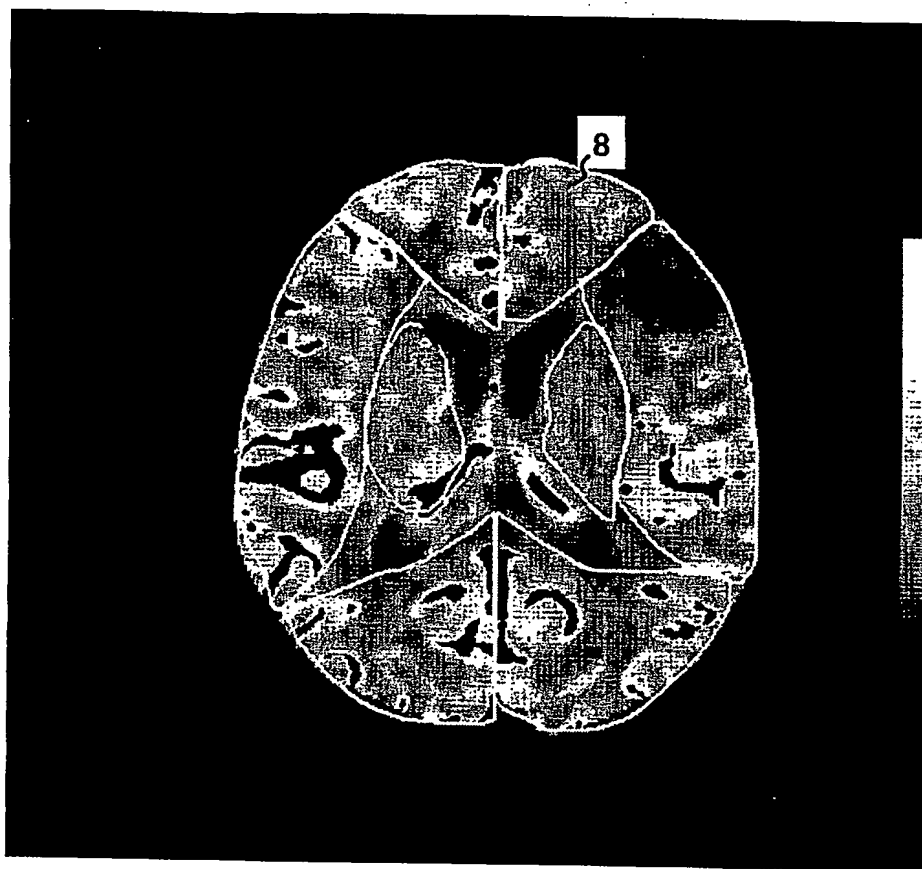
【図 8】



【図 9】



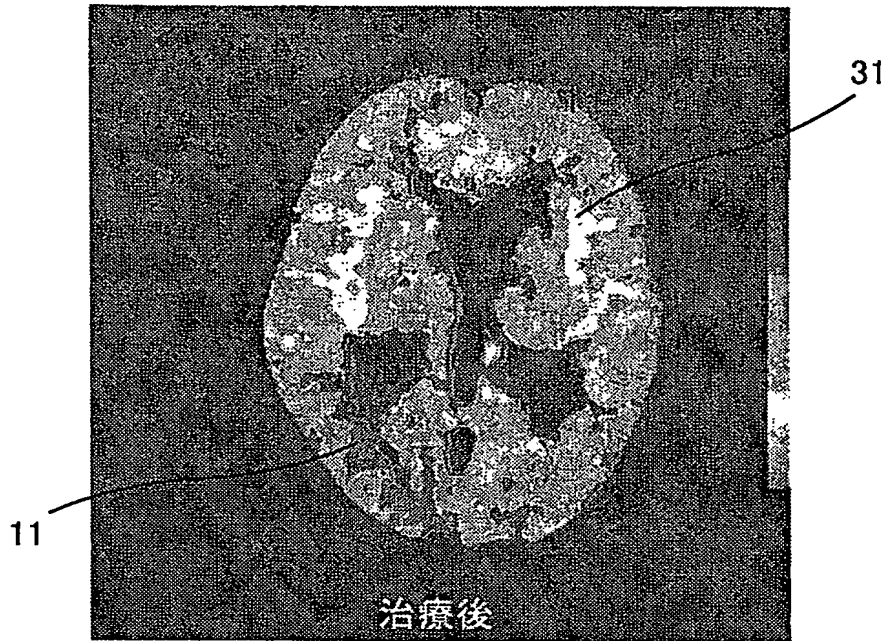
【図10】



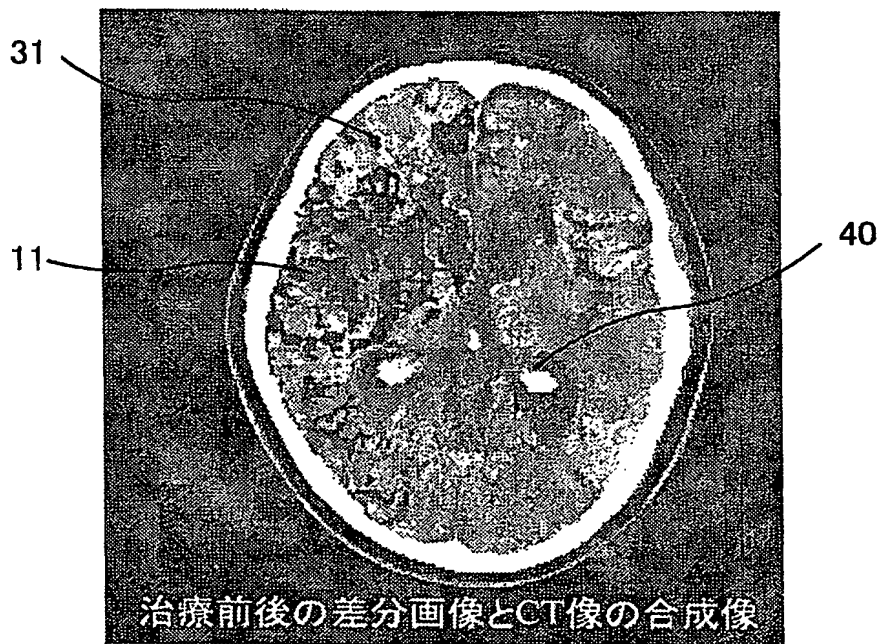
【図11】



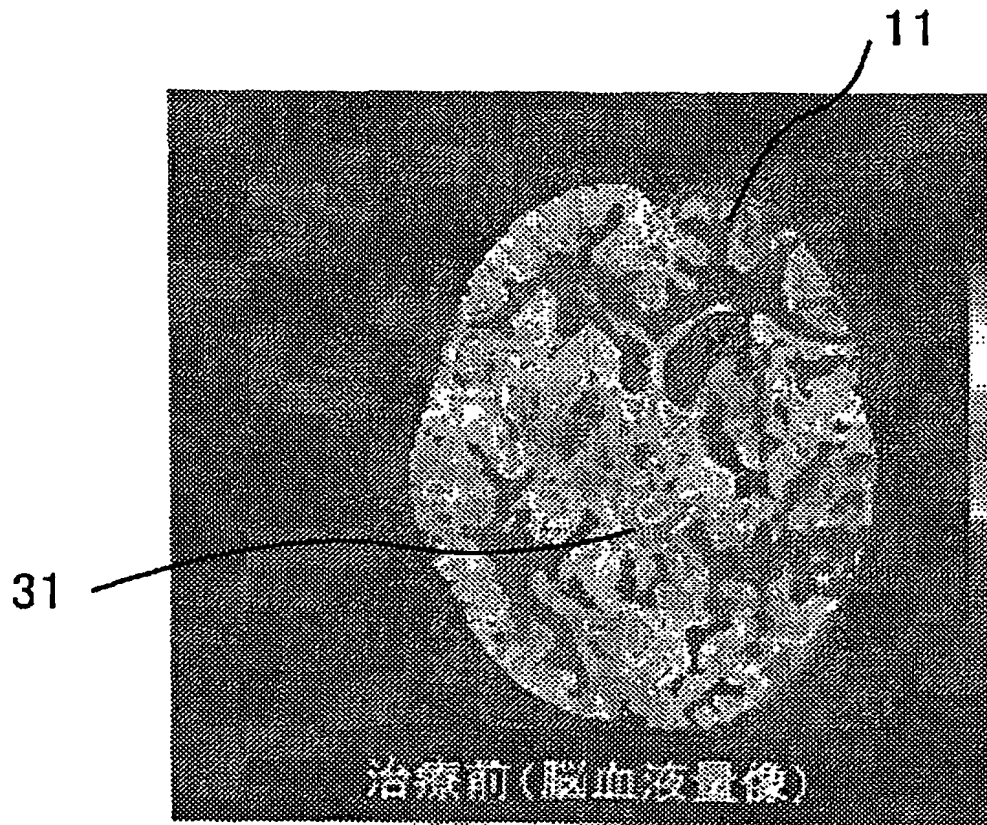
【図 1 2】



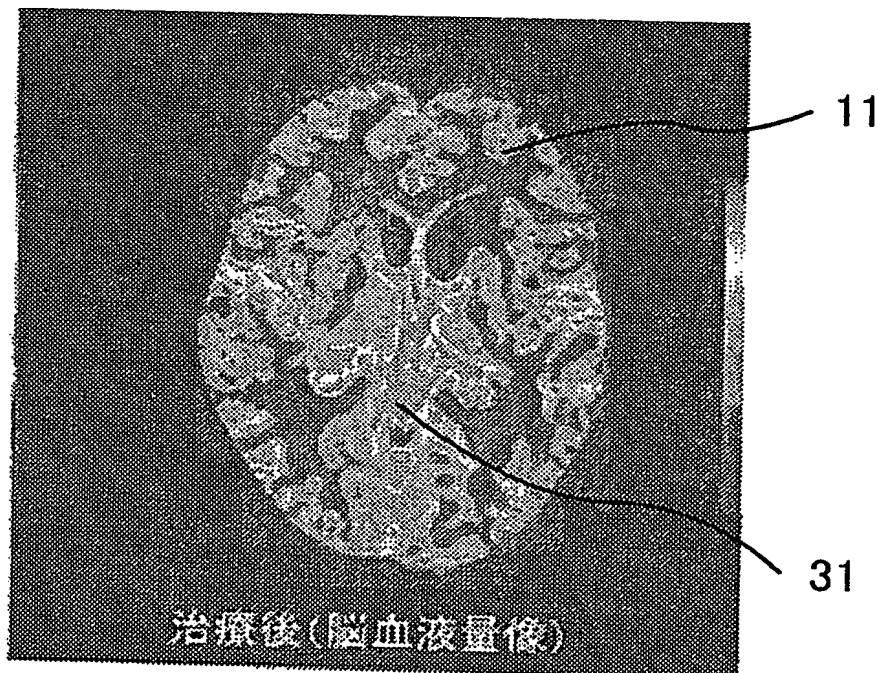
【図 1 3】



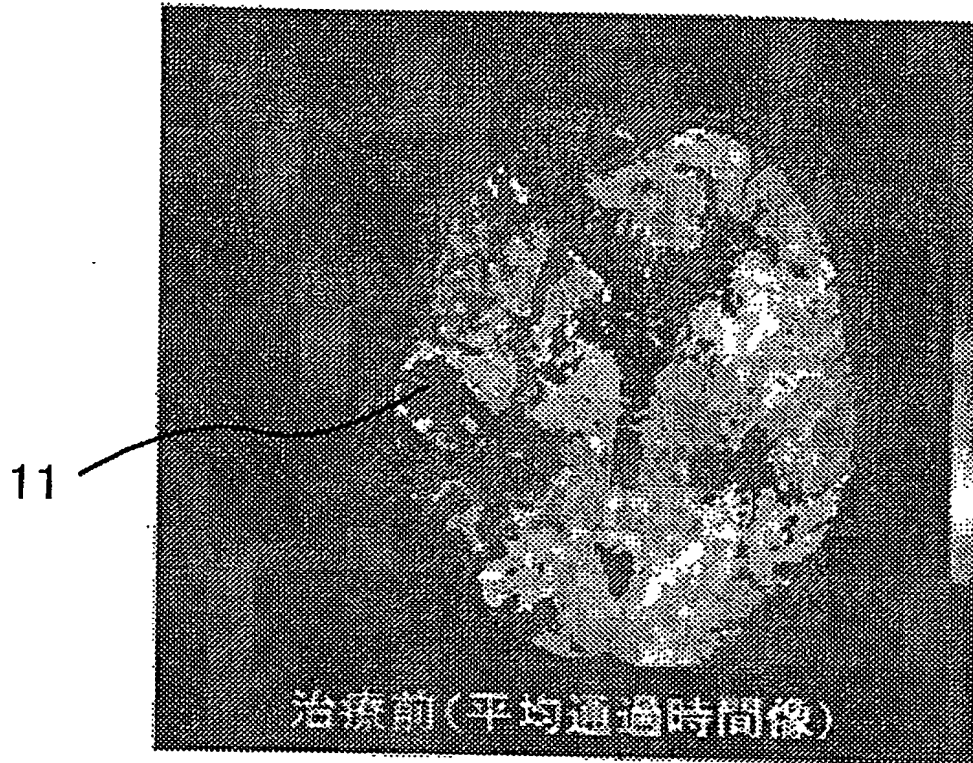
【図 14】



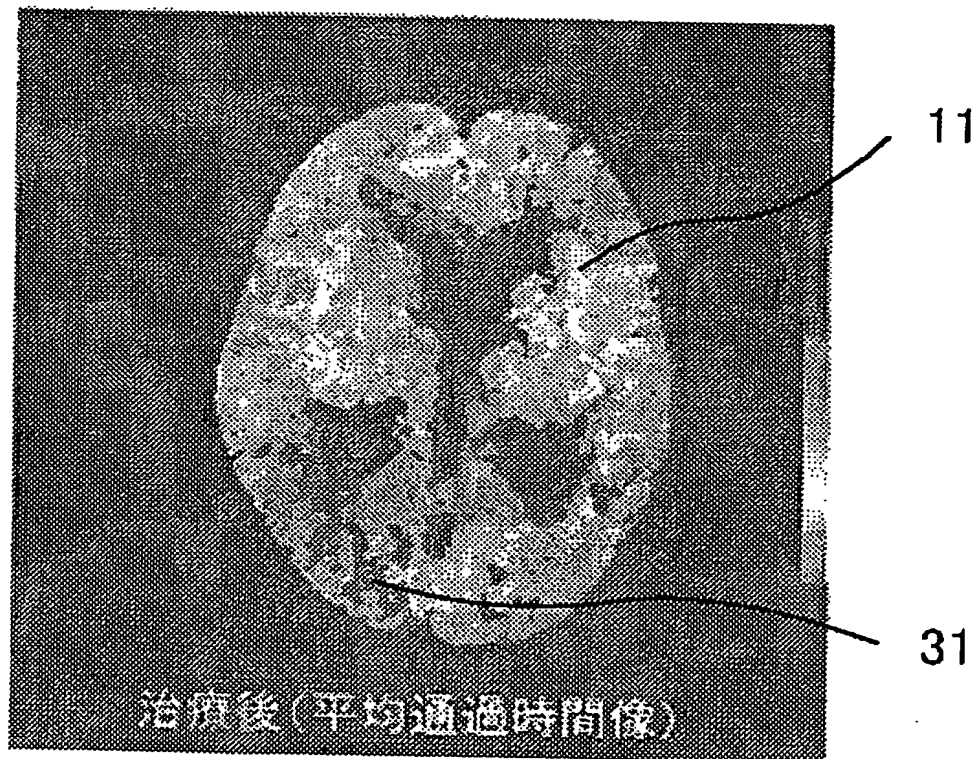
【図 15】



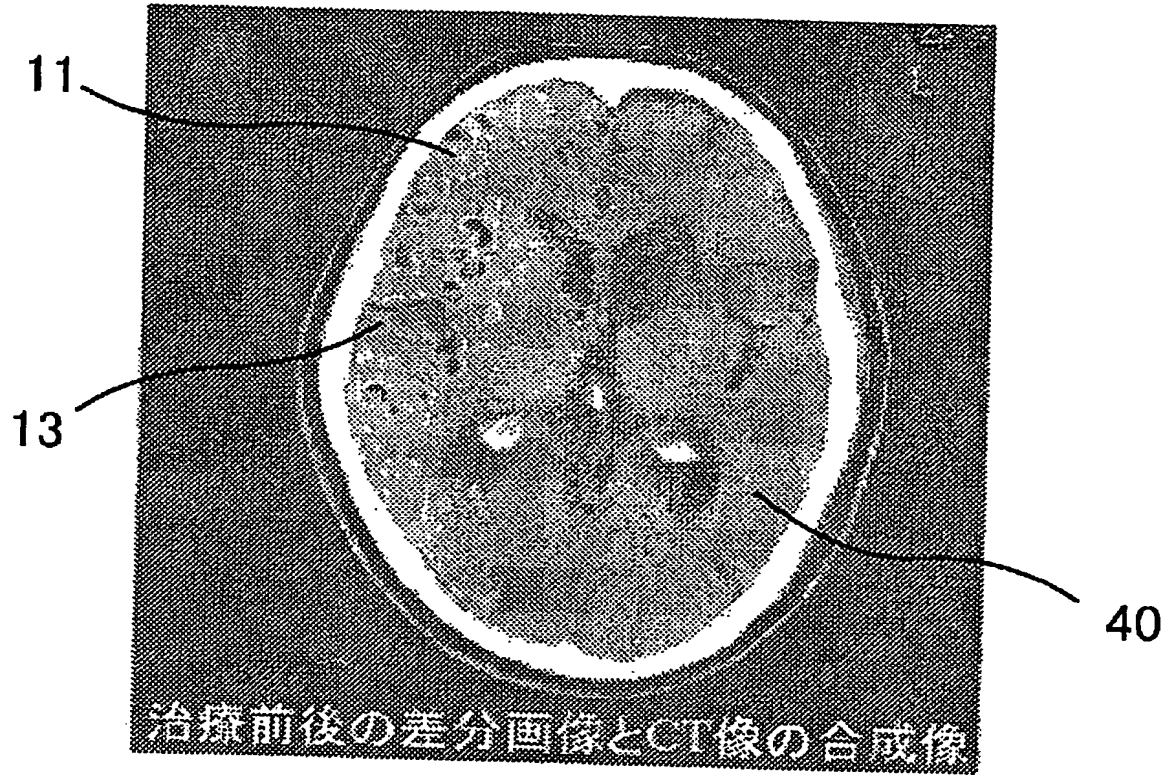
【図 16】



【図 17】



【図18】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 生体機能情報の解析において、治療前後や血管拡張剤拡張前後をはじめとする複数回の検査における機能画像を逐次目線を動かしながら観察する必要がなく、また検査対象部位を変形することなく、また複数のモダリティを使用することなく、複数回の検査間における各生体機能情報に有意な変化が認められる領域を容易に把握できるような解析方法および装置を提供する。

【解決手段】 複数回の検査における機能画像に対して差分等の画像間演算を行い、その変化量を任意のグラデーションカラースケールで表示し、CT像やMR像と任意の重みで重ね合わせて合成して表示する。合成における重みやグラデーションカラースケール、合成する範囲を操作者が任意に設定および変化可能とする。

【選択図】 図1



特願 2003-345364

出願人履歴情報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏 名

株式会社日立メディコ

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.